

CT/JP03/16560

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

24.12.03

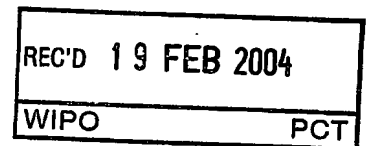
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2002年12月27日  
Date of Application:

出願番号 特願2002-379703  
Application Number:  
[ST. 10/C]: [JP2002-379703]

出願人 株式会社日立メディコ  
Applicant(s):

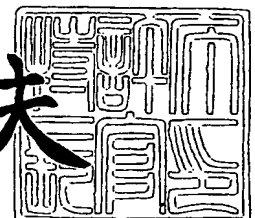


PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 2月 5日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今井康夫



BEST AVAILABLE COPY

【書類名】 特許願

【整理番号】 H02031

【提出日】 平成14年12月27日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

【氏名】 高橋 哲彦

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

【氏名】 竹内 博幸

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社 日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100099852

【弁理士】

【氏名又は名称】 多田 公子

【選任した代理人】

【識別番号】 100099760

【弁理士】

【氏名又は名称】 宮川 佳三

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 035725

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】

図面 1

【物件名】

要約書 1

【プルーフの要否】

要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴撮影装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 静磁場中に置かれた被検体に RF 磁場を印加する RF 送信コイルと、前記被検体から生じる核磁気共鳴信号を検出する RF 受信コイルと、前記核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の画像を再構成する画像再構成部とを備えた磁気共鳴撮影装置において、

前記 RF 送信コイルは、静磁場方向に直交する一方向を共通の中心軸として配置されたループコイルとその一次微分コイルとを含む複数のループコイルからなり、これら複数のループコイルに同時に RF パルスを印加する照射制御手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の磁気共鳴撮影装置であって、前記 RF 送信コイルは、前記複数のコイルとして、さらにループコイルの二次微分コイルを含むことを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項 3】 前記照射制御手段は、2 回の撮像において RF パルスの位相を  $180^\circ$  異ならせる制御を行い、前記画像再構成手段は、当該 2 回の撮像によってそれぞれ得られる核磁気共鳴信号を加算して 1 枚の画像を再構成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 4】 前記照射制御手段は、1 回の RF パルス照射の前半と後半とで位相を  $180^\circ$  異ならせることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の磁気共鳴撮影装置。

【請求項 5】 静磁場中に置かれた被検体に RF 磁場を印加する RF 送信コイルと、前記被検体から生じる核磁気共鳴信号を検出する RF 受信コイルと、前記核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の画像を再構成する画像再構成部とを備えた磁気共鳴撮影装置において、

前記 RF 送信コイルは、静磁場方向に直交する一方向を共通の中心軸として配置されたループコイルとその一次微分コイルとを含む第 1 のループコイル群と、前記静磁場方向及び前記複数のコイルの中心軸方向に直交する方向を共通の中心軸として配置された一对のループコイルとその一次微分コイルとを含む第 2 のル

ープコイル群を備えたことを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の磁気共鳴撮影装置であって、少なくとも 1 のループコイル群を構成する複数のループコイルに同時に RF パルスを送加する照射制御手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【請求項 7】

請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の磁気共鳴撮影装置であって、RF 送信コイルと RF 受信コイルが同一コイルであることを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体中の水素や炭素等からの核磁気共鳴（以下、NMR という）信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する核磁気共鳴撮影（MRI）装置に関し、特に複数の RF 送信コイルを用い各 RF 送信コイルの感度分布を組み合わせる照射領域を限局する MRI 装置およびそれに好適な RF コイルに関する。

【0002】

【従来の技術】

MRI は、静磁場中に置かれた被検体に RF 送信コイルにより高周波磁場（RF）パルスを送加し、それによって被検体から生じる NMR 信号を被検体近傍に配置された RF 受信コイルで受信し、この NMR 信号を信号処理することにより被検体の所望の断面を画像化する。この際、所望の断面を画像化するために傾斜磁場が利用される。

即ち、RF 照射時に RF パルスと同時にスライスを選択する傾斜磁場を送加し、所望の断面を選択的に励起し、その後、NMR 信号（エコー信号）を計測するに先立って、所望の一方向又は二方向に傾斜磁場を送加し、エコー信号を位相エンコードする。位相エンコードする傾斜磁場の強度を変えながら画像を再構成するのに必要な数のエコー信号を計測する。

【0003】

このような位相エンコードのための繰り返し回数を低減し、計測時間を短縮する手法として、近年、複数のRF受信コイルを用いた高速撮影方法が提案されている。この方法では、位相エンコードを間引いて計測を行い、繰り返し回数を低減する。通常、位相エンコードを間引いて計測を行うと、画像には折り返しが発生するが、各RF受信コイルの感度分布をもとに行列演算を行うことで画像を展開し、折り返しを除去する。これにより、一般的には撮影に用いたRF受信コイルの数分だけ撮影時間を短縮できる。

#### 【0004】

このような手法はパラレルMRIと呼ばれ、これに適したRF受信コイルも各種提案されている。例えば、本発明者らは、最近、文献1に垂直磁場でのパラレルMRIとそれに用いるRF受信コイルを提案している。また文献2には、既存のフェイズドアレイコイルを使った頭部パラレルMRIが開示されている。

【文献1】 “A Computer simulator for designing receiver-coil arrays for parallel MRI”, (Y. Taniguchi, H. Ochi, T. Takahashi, M. Takizawa, T. Goto, S. Umemura), ISMRM 2002, P.862。

【文献2】 “Head neck parallel imaging on a 0.3-T open MRI system” (M. Takizawa, T. Takahashi), ISMRM 2002, P.907

#### 【0005】

一方、MRIでは、例えば心臓MRI等において、小さな領域を高速高分解能で撮影したいという要求がある。しかし、単純に撮影視野を縮小しただけでは、MRI撮影の原理から、視野外からの信号による折り返しアーチファクトが発生し画質が劣化する。また選択的撮影の古典的な方法として、表面RFコイルを使って信号を受信する方法もあるが、これは、体表深部での受信感度が低いので、高画質化と相反するものであり、高画質撮影には適していない。

#### 【0006】

これに対し、視野外の不要な部分からの信号を抑制する一般的な手法としてプリサチュレーションがある。この方法は、図12 (a) に示すように予め不要な部分1200にRFパルス照射し、信号を抑制するものであり、同図 (b) に示すように広視野1201から狭視野1202にした場合でも、折り返しアーチファクトのよ

うな問題はない。しかしプリサチュレーション法では、撮像とは別にRF照射とクラッシャーパルスが必要なため、そのための印加時間が必要となり撮影時間全体を延長する傾向がある。このような撮影時間の延長は、特に心臓などの動きの速い部分の撮影では問題となる。

#### 【0007】

また近年、従来の選択傾斜磁場とRFパルスによるスライス選択よりも限定された領域を選択的に励起する手法（2次元選択励起法）も提案されている。その一つは、例えば、文献3に記載されるように、k空間をスパイラル状に走査する傾斜磁場を特定形状のRFパルスとともに印加することによって限定された空間を励起するというものである。但し、この方法はRFパルスを印加している間にk空間をスパイラル状に走査するために、高速で傾斜磁場パルスを制御しなければならず、またRFパルス及び傾斜磁場形状を特殊な形で実行する必要がある。

#### 【0008】

これに対し、上述したパラレルMRIの考え方をRF送信に適用し、複数のRFコイルの組み合わせによってRFパルス印加時間を長引かせることなく、限定された領域を励起するプロファイルを形成する手法（パラレル送信）が、最近文献4、文献5に発表されている。

【文献3】 “A k-Space Analysis of Small-Tip-Angle Excitation” (John P. Auly et al) J. Magnetic Resonance 81, 43-56 (1989)

【文献4】 “Theory and experimental verification of transmit SENSE” (Ulrich Katsher et al) ISMRM 2002, P. 189

【文献5】 “Acceleration of focused excitation with a transmit coil array” (Yudong Zhu) ISMRM 2002, P. 190

#### 【0009】

具体的なRFコイルの構成として、文献4には、双曲コイル感度を有する一対のコイルを用いた例が記載され、これを結合して所望の円形のプロファイルを得ることが記載され、文献5には、従来のマルチプルアレイコイルを用いて、その配列方向の限定された領域を選択励起することが記載されている。

#### 【0010】

**【発明が解決しようとする課題】**

本発明は、プリサチュレーションが不要であり、上述したパラレル送信による視野選択に好適なRF照射を行なうRFコイルとそれを備えたMRI装置を提供することを目的とする。また本発明は、パラレル送信のためのRFコイルを備え、効果的に視野選択できる撮影法を採用したMRI装置を提供することを目的とする。

**【0011】****【課題を解決するための手段】**

上記目的を達成するため、本発明のMRI装置は、被検体にRF磁場を印加するRF送信コイルとして、静磁場方向に直交する一方向を共通の中心軸として配置されたループコイルとその一次微分コイルとを含む複数のループコイルを採用するとともに、これら複数のループコイルに同時にRFパルスを送印加する照射制御手段を備えている。

**【0012】**

本発明のMRI装置は、RF送信コイルは、前記複数のコイルとして、さらにループコイルの二次微分コイルを含むことができる。さらに二次微分コイルを組み込むことにより、励起する領域の選択度を向上することができる。

**【0013】**

このようなRF送信コイルを備えたMRI装置において選択励起を実現するため、画像再構成手段は、2回の撮像によってそれぞれ得られるNMR信号を加算して1枚の画像を再構成し、その際、照射制御手段は、2回の撮像においてRFパルスの位相を $180^\circ$  異ならせる。或いは、照射制御手段は、1回のRFパルス照射の前半と後半とで位相を $180^\circ$  異ならせる。

**【0014】**

このような照射制御の結果として、RF送信コイルの中心軸に沿った所定の領域を選択励起することができ、これを従来のスライス選択傾斜磁場の代わりにスライス選択とすることができる。或いはスライス選択傾斜磁場と併せて用いることにより、二次元選択が可能となる。

**【0015】**



また本発明のMRI装置は、被検体にRF磁場を印加するRF送信コイルとして、静磁場方向に直交する一方向を共通の中心軸として配置されたループコイルとその一次微分コイルとを含む第1のループコイル群と、前記静磁場方向及び前記複数のコイルの中心軸方向に直交する方向を共通の中心軸として配置された一対のループコイルとその一次微分コイルとを含む第2のループコイル群を備えたRF送信コイルを採用する。

このMRI装置は、少なくとも1のループコイル群を構成する複数のループコイルに同時にRFパルスを送加する照射制御手段を備える。

#### 【0016】

このMRI装置によれば、直交する2方向について平行送信を行なうことが可能である。また2つのループコイル群のいずれかを選択することにより、所望の軸方向について選択励起することが可能である。

このMRI装置においても、2回の撮像においてRFパルスの位相を $180^\circ$ 異ならせてRF送信し、2回の撮像によってそれぞれ得られるNMR信号を加算して1枚の画像を再構成することにより、或いは1回のRFパルス照射の前半と後半とで位相を $180^\circ$ 異ならせてRF送信することにより、選択励起した領域の画像を得ることができる。

#### 【0017】

本発明において、RF送信コイルはRF受信コイルを兼ねることができる。RF送信コイルがRF受信コイルを兼ねる場合には、位相エンコードを間引いて計測時間を短縮する平行MRIを実現できる。

#### 【0018】

##### 【発明の実施の形態】

以下、本発明のMRI装置について、図面を参照して詳述する。図1は本発明が適用される典型的なMRI装置の構成を示す図である。このMRI装置は、被検体101が置かれる空間に静磁場を発生する磁石102と、この空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル103と、高周波磁場を発生するRF送信コイル104と、被検体101が発生するNMR信号を検出するRF受信コイル105と、被検体が横たわるためのベッド112を備えている。

## 【0019】

磁石102は、永久磁石、常電導磁石或いは超電導磁石からなり、被検体101が置かれる空間に均一な静磁場を発生する。尚、図では上下方向に静磁場を発生する垂直磁場方式が示されているが、水平磁場であってもよい。傾斜磁場コイル103は、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源109からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。RF送信コイル104は、後述するように、複数のコイルからなりRF送信部110の信号に応じて高周波磁場を発生する。RF受信コイル105の信号は、信号検出部106で検出され、信号処理部107で信号処理され、また計算により画像信号に変換される。画像は表示部108で表示される。

## 【0020】

傾斜磁場電源109、RF送信部110、信号検出部106はパルスシーケンスと呼ばれる制御のタイムチャートに従い制御部111で制御される。制御部111は、このような制御のプログラムを組み込んだシーケンサを備えている。また図示していないが、撮影法やその条件などをユーザーが入力するためのキーボードやマウスなどの入力装置を備えている。

尚、図1に示すMRI装置ではRF送信コイル104とRF受信コイル105は別個のコイルで構成しているが、RF送信コイル104はRF受信コイル105を兼ねてもよい。その場合には、RF送信部110と信号検出部106との間に切り替え回路が挿入される。

## 【0021】

本発明のMRI装置では、RF送信コイル104として、照射感度の異なる複数のRFコイルを組み合わせたものを用い、これら複数のRFコイルを同時に駆動することにより、特定の励起プロファイルを与える。本発明のMRI装置が採用するRF送信コイルの一実施形態を図2に示す。

## 【0022】

このRF送信コイル104は、垂直磁場用の3チャンネルRF送信コイルで、図2(a)に示すように、静磁場方向を座標系200のz方向とするととき、それと直交する方向、例えばx方向を共通の中心軸201として軸方向に配置された3組のR

Fコイル（7個のソレノイドコイル）210、220、230からなる。これらRFコイルは、それぞれプロトンの共鳴周波数で並列共振するように設計されている。共鳴周波数は、例えば静磁場強度0.3Tの場合、12.8MHzである。プロトンが生成する回転磁場はxy面内であり、このRF送信コイル104は、このうち主にx方向の成分を検出する。

#### 【0023】

3組のRFコイルのうちRFコイル210は、zy平面に平行な面202上に置かれた1ターンのソレノイド（ループコイル）であり、その照射感度215は、図2（b）に示すように面202を最大としてx軸方向左右に減衰する。RFコイル220は、ループコイル210に対し面对称に配置された2つのソレノイドコイル221、222を組み合わせたもので、互いに逆向きに電流が流れるように接続されている。この結果、RFコイル220の照射感度225は、図2（b）に示すように、2つのソレノイドコイル221、222の位置（面）203、204で絶対値が最大で極性が逆であり、ループコイル210が位置する面202ではゼロとなる。従って、RFコイル210とRFコイル220は互いに誘導結合せず独立に作動する。即ち高周波的に独立でありデカップルされている。このようなRFコイル220の照射感度225は、RFコイル210の照射感度215の微分となっており、一般に一次微分コイルと呼ばれる。

#### 【0024】

RFコイル230は、面202に面对称に配置された4つのソレノイドコイル231、232、233、234からなり、各ソレノイドコイルに流れる電流の向きが交互に異なるように接続されている。このRFコイル230の照射感度235は、図2（b）に示すように、4つのソレノイドコイルの位置で絶対値が最大で交互に極性が逆となる。またRFコイル210及びRFコイル220が位置する面202、203、204には感度はない。従って、RFコイル210とRFコイル230、およびRFコイル220とRFコイル230は互いに誘導せず独立に作動する。このRFコイル230の照射感度235は、RFコイル220の照射感度225の微分となっており、ここでは二次微分コイルと呼ぶこととする。

#### 【0025】

このように3つのコイルは、互いに本質的に誘導結合が除去されているが、さ

らに安定化を図るために、公知の結合除去手法を併用しても良い。例えば、低インピーダンス法や、誘導デカップラ法が好適である。

#### 【0026】

また、図では各RFコイル220、230を構成するソレノイドコイルはそれぞれ直列接続されているが、RFコイル220ではソレノイドコイル221、222に流れる電流の向きが逆であれば、またRFコイル230ではソレノイドコイル231、232、233、234に流れる電流の向きが交互に逆であれば、それぞれ並列接続であっても良い。被検体など周囲の影響を受けにくく安定である点では並列のほうが望ましい。

このような構成のRF送信コイル104は、例えば図3に示すように下肢や上肢の撮影に適している。またループコイルのサイズを大きくすることによって、胸部や腹部の撮影にも適用することができる。

#### 【0027】

RF受信コイルと兼ねたRF送信コイル104とRF送信部110の接続を図4に示す。図示するように、RF送信部110には、各RFコイル210、220、230をそれぞれ駆動するためのRF磁場電源を備えており、各RFコイル210、220、230は、公知の分岐回路1101を介してRF磁場電源にそれぞれ接続されている。分岐回路1101はRF磁場電源からの高出力信号をRFコイルに送り、RFコイルからの低出力の信号を信号検出部106のRFプリアンプに送る。RF磁場電源は、制御部111のパルスシーケンサからの指令に動作し、RF信号をRF送信コイル104に送信し、各RFコイルを同時に同位相で駆動する。RFプリアンプ（信号検出部）106で増幅された各RFコイルからの受信信号は、AD変換された後、信号処理部107で公知の平行MR I信号合成、もしくはマルチプルアレイコイル合成される。

#### 【0028】

次にこのようなRF送信コイル104を備えたMRI装置による選択励起撮影法の一実施形態を説明する。図5は、一般的なグラディエントエコー法を基本として平行送信MRIを適用したシーケンスである。図中、Gs、Gp、Grはそれぞれスライス方向、位相エンコード方向及び読み出し方向の傾斜磁場の印加タイミ

ングを表し、Sig. はエコー信号の計測タイミングを表す。

### 【0029】

本実施形態の選択励起撮影法では、励起パルス501を上記3つのRF送信コイル104を用いて同時に同位相で送信（パラレル送信）するとともに、図5に示すシーケンスを2回行い、1回目と2回目ではRFパルスの位相が $180^\circ$ 異なるようにする。それ以外の傾斜磁場の印加（スライス選択傾斜磁場502、スライスエンコード傾斜磁場503、位相エンコード傾斜磁場504及び周波数エンコード傾斜磁場505）については、一般的なグラディエントエコーシーケンスと同様であり、スライスエンコード傾斜磁場503及び位相エンコード傾斜磁場504の強度を変えながら、RFパルスからTE時間507経過した後、エコー信号506を計測するステップ508を所定回数シーケンスを繰り返し、画像データを構成するのに必要な数のエコー信号506を収集する。尚、図5には三次元計測の場合を示したが、スライスエンコード数を1とすることにより、二次元撮影にも同様に適用される。

### 【0030】

このようにRFパルスの位相を異ならせた2回の計測によって、所望の領域が選択される原理を図6を参照して説明する。まず1回目の計測において、RFパルス501を、3つのRF送信コイル104から同時に位相を揃えてRF送信した場合、それぞれによって励起されたスピンの発生する信号の加算されたものがRF受信コイル105で受信される。その結果は、図6(a)に太線で示す感度分布となる。次に1回目と位相を $180^\circ$ 異ならせて3つのRF送信コイル104から同位相で同時にRF送信すると、それによって発生する信号の加算したものは、図6(b)に太線で示す感度分布となる。これらRFパルスの位相を $180^\circ$ 異ならせた一組の計測によって得られた信号を加算すると、図6(c)に太線で示すように、RF送信コイル104の中心軸の中央部分のみが局所的に励起される。即ち、2回の計測で得られたエコー506を加算すると、得られる信号のプロファイルは位相エンコード方向Gp又は周波数エンコード方向Gr（RF送信コイル104の中心軸の方向）に選択されたプロファイルとなる。図5に示すシーケンスでは、RF送信の際にスライス傾斜磁場502を印加しスライス方向Gsに選択されているので、Gp-Gs面又はGr-Gs面の2次元選択励起が実現される。

## 【0031】

信号処理部107(図1)は、上述したように2回の計測によってそれぞれ得られたエコー信号506を加算し、加算後のエコーについてフーリエ変換等の画像再構成演算を行い、画像データに変換し、画像を表示部108に表示させる。RF送信コイルがRF受信コイルを兼ねる場合には、パラレルMRIを適用し、複数のRFコイル210、220、230から信号を処理することにより、少ない位相エンコード数で折り返しアーチファクトのない画像を得ることができる。これによりパラレル送信とパラレルMRIの両者のメリットを得ることができる。

## 【0032】

このような選択励起撮像によって撮像した結果を図7に模式的に示す。図7(a)は上記RFコイル104を用いて広い視野701で撮像した場合、(b)は狭い視野704で撮像した場合、(c)及び(d)は従来の撮像法で撮像した場合を示している。従来の撮像法では、広い視野701で撮像した場合、同図(c)に示すように、楕円状の被検体702の一部に血管703の血流に起因する流れアーチファクトが位相エンコード方向(図中、縦方向)に発生し画質が劣化している。また狭い視野704で撮像した場合には、この流れアーチファクトに加えて、視野外の信号による折り返しアーチファクト705が発生している。これに対し本発明の選択励起では、加算することによって局所的な励起プロファイルとなるRF送信コイル104を用いているので、x方向中央の領域706のみが励起されx方向両端の信号が抑制され、血流アーチファクトが消え画質が向上している。また視野を小さくした場合にも、折り返しアーチファクトを生じることがない。

## 【0033】

このように本実施形態によれば、シーケンスは既存のものと全く同様にして、RFパルスの位相を異ならせた2回の撮像を実施するのみで、容易に局所選択励起できる。これにより小さな領域を高速高分解能でアーチファクトを抑制して撮影、表示することができる。

## 【0034】

尚、以上の実施形態では、RFパルスの位相を異ならせて2回の撮像を行ない、得られた信号を加算する選択励起撮影法を説明したが、一つのRFパルス送信

中に位相を切り替えることにより 1 回の撮影で選択励起を行うことも可能である。

#### 【0035】

この場合には、図 8 に示したように、RF パルス 801 の照射時間の前半（実線部）は、RF 送信コイル 104 を構成する各 RF コイル 210、220、230 が同位相の 0-0 で RF 送信するようにし、後半（点線部）は前半の位相と逆位相 0--180 で RF 送信するようにする。ここで、この励起パルス 801 によるフリップ角を  $\alpha$  とすると、上述のような RF パルスの照射で、RF 送信コイル 104 の中心部では前半で  $\alpha/2$  だけスピンの倒れ、後半で更に  $\alpha/2$  だけスピンの倒れ、全体として  $\alpha$  の角度スピンの倒れ所望の励起が行なわれる。これに対し、RF 送信コイル 104 の軸方向の周辺部分では、前半で  $\alpha/2$  だけスピンの倒れ、後半で  $-\alpha/2$  だけスピンの倒れ、最終的にスピンは倒れず励起されないことになる。

#### 【0036】

従って、このような RF パルスを用いた 1 回の計測で、選択励起した領域からのエコー信号を得ることができる。本実施形態によれば、1 回の励起で図 6 (c) に示す照射感度の励起を行なうことができるので、より短い撮影時間で 2 次元選択励起を行なうことができる。

#### 【0037】

さらに図 1 の RF 送信コイルを備えた MRI 装置による別の励起撮影法を説明する。この実施形態では、撮影断面を決めるスライス選択傾斜磁場を用いずに、RF 送信コイルの中心軸方向（図 2 の x 方向）をスライス方向として選択励起する。このような実施形態のシーケンスを図 9 に示す。尚、図中、図 5 のパルスシーケンスと同じ要素については同じ符号で示している。

#### 【0038】

図 9 のシーケンスは、RF パルス 501 と同時に印加されるスライス選択傾斜磁場がないことを除き、図 5 のシーケンスと同じである。その代わり、本実施形態では、図 2 に示す RF 送信コイル 104 の中心軸（x 軸）をスライス方向として撮影を行なう。この場合にも、1 回目の計測における RF パルス 501 の位相と、2 回目の計測における RF パルス 501 の位相を 180° 異ならせて、2 回の計測を行

い、これら 2 回の計測でそれぞれ得られたエコー信号を加算する。加算の結果得られる信号のプロファイルは  $x$  軸方向に選択されたプロファイルとなる。このように選択励起された領域（スライスに相当）の厚さ、位置は、RF 送信コイルのサイズ及び位置で決定される。本実施形態についても、図 8 に示したように、RF パルス 501 の前半と後半とで  $180^\circ$  位相を異ならせて RF 送信してもよく、同様に選択励起することができる。

#### 【0039】

本実施形態の撮像方法は、RF パルスと同時にスライス傾斜磁場を印加しない手法であるので、特に静磁場不均一が比較的大きな MRI 装置に好適である。通常の撮影では、スライス位置は[静磁場強度  $B_0$  + スライス傾斜磁場強度  $G_s$ ]で決定される磁気共鳴周波数によって決まるため、静磁場強度  $B_0$  が空間的に歪むとスライス面も歪むことになるが、本実施形態では、スライス位置は静磁場強度に依存しないので、このような歪みが発生しないからである。

以上、本発明の MRI 装置が採用する RF 送信コイルの一実施形態とそれを備えた MRI 装置による選択撮像法の実施形態を説明した。

#### 【0040】

次に本発明の MRI 装置が採用する RF 送信コイルの他の実施形態を説明する。図 10 (a) に示す RF 送信コイル 1000 は、中心軸 1031 を共通とする 2 組の RF コイル 1010、1020（4 つのループコイル）で構成され、中心軸 1031 と直交する面 1032 に対し面对称に配置されている。4 つのループコイルのうち内側に位置する 2 つのループコイル 1011、1012 は同方向に電流が流れるように接続されループコイル 1010 を構成している。このループコイル 1010 は図 2 の RF 送信コイルの中央に位置するループコイルに相当するものであるが、一对のコイルで構成している点が特徴である。外側に位置する 2 つのループコイル 1021、1022 は、互いに逆向きに電流が流れるように接続され、微分コイル 1020 を構成している。図では、ループコイル 1011、1012 は並列接続されているが、電流が同じ向きとなるのであれば直列接続でもよい。また微分コイル 1020 を構成するループコイル 1021、1022 は直列接続されているが、電流が逆向きとなるのであれば並列接続でもよい。

#### 【0041】



R F コイル1010は、図10 (b) に示すように、平坦で広い照射感度1015を有し、R F コイル1020は、面1032でゼロ、その両側で極性が異なる狭い感度分布となる感度分布1025を有している。これらR F コイル1010、1020は、生成磁場と感度分布の積の体積積分をとると0となることから互いに独立で、干渉しない。このようなR F 送信コイル1000を用い、位相を異ならせてR F 送信した2回の計測の加算結果は、図2のR F 送信コイルによる選択励起の説明(図6)からの類推によりわかるように、このコイルの中心部分を局所的に励起する照射感度となる。このR F 送信コイル1000は、二次微分コイルを備えていないため、選択する領域の端部(エッジ)のシャープさは図2のR F 送信コイルより劣るが、中央に一对のループコイル1011、1012を間隔を持って配置した構成となっているので、図2のR F 送信コイルよりも中心軸方向に広い領域を選択励起するのに適している。また2つのループコイル1011、1012の間に撮影領域を挟むように装着することができるので、装着しやすいという利点も有している。

#### 【0042】

図10のR F 送信コイル1000は、必要に応じて、二次微分コイルをさらに組み込んでもよいし、別のR F 送信コイルと組み合わせて平行送信を実現することもできる。

#### 【0043】

図11 (a) に、図10のR F 送信コイルと配列方向の異なるR F 送信コイルとを組み合わせた4コイル構成のR F 送信コイル実施形態を図11に示す。このR F 1100は、静磁場方向をz軸方向とすると、主としてx軸方向のR F 磁場を検出するR F コイル(ループコイル群)1110と、主としてy軸方向のR F 磁場を検出するR F コイル(ループコイル群)1120とを組み合わせたもので、R F コイル1110は同図(b)に示すように、一つのループコイル1111とその両側に面対称に配置された微分コイル1112から構成される。R F コイル1120は、図10のR F 送信コイルと同様の構成を有し、一对のループコイル1121とその両側に配置された微分コイル1122とから構成され、その中心軸がR F コイル1110の中心軸と直交するようにR F コイル1110の内側に配置される。これら2つのコイル1110、1120は、生成磁場と感度分布の積の体積積分をとると0となることから、互いに独立

であり干渉しない。このように各コイルは、互いに本質的に誘導結合が除去されているが、さらに安定化を図るために、低インピーダンス法や、誘導デカップラ法等の公知の結合除去手法を併用しても良い。

#### 【0044】

本実施形態のRF送信コイル1100は、直交する2方向に平行撮影が可能であり、x、yいずれの方向にも選択的に平行送信を行なうことも可能である。即ち、使用するコイルを選択することにより局所励起の方向を変更できる。さらにRFコイル1110とRFコイル1120のRF照射の位相を90°ずらすことにより、公知のQD照射も可能である。但し、その場合、RF照射の空間選択度は低下するので、選択度を保つためには、x方向に選択照射するときはRFコイル1110のみを使い、y方向に選択照射するときは、RFコイル1120のみを使うようにすることが好ましい。さらに本実施形態のRF送信コイル1100を受信コイルと兼用する場合には、非平行撮影としてマルチプルアレイ合成やQD合成が可能となる。

#### 【0045】

本実施例のRF送信コイルは、図11に示したように頭部用コイルとして好適であるが、頭部コイルのほか四肢コイル、体幹コイルとしても使用できる。

#### 【0046】

以上、図10及び図11を参照して、本発明のMRI装置で適用される平行送信用のRF送信コイルの実施形態を説明したが、その他、RFコイル数やループコイルのターン数など、種々の変更を加えることができる。例えば、図2のRF送信コイルに三次微分コイルを追加してもよく、コイル数を拡張することにより励起する領域の選択度（照射感度のエッジの鋭さ）を向上することができる。また図11に示す実施形態で用いた、ループコイル及び微分コイルからなる2コイル構成のRF送信コイル1110の代わりに、図2に示す3コイル構成のRF送信コイルを組み合わせることも可能である。

#### 【0047】

これら変更例を含む図10、図11のRF送信コイルについても、図5、図8或いは図9の選択励起法のパルスシーケンスを実行することにより、所望の一軸

或いは二軸に沿った所望の局所領域を選択励起することができる。選択励起法によるパルスシーケンスの設定や励起する領域（軸）の指定などは、制御部111に備えられた入力装置を介してユーザーが任意に設定することが可能である。

#### 【0048】

またこれら変更例を含め、本発明で採用するRF送信コイルはRF受信コイルと兼用とすることができ、RF受信コイルとして使用する場合には、公知の信号合成法（例えば、SMASH法）にも適用可能である。SMASH法では、通常コイル間の信号を合成して1次微分、2次微分コイルの感度分布形状を求めてから信号処理するが、このコイルでは、各RFコイルの感度分布が初めから1次微分、2次微分の形状をしているので演算量が極めて少なく特に高速リアルタイム撮像に適する。

#### 【0049】

##### 【発明の効果】

本発明によれば平行送信に好適なRFコイル及びそれを備えたMRI装置が提供される。また本発明によれば、小領域の撮影を短時間で行なうことができ、アーチファクトや画質劣化の無い安定な画像を得ることができる。

##### 【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示す図。

【図2】 本発明のMRI装置が採用するRF送信コイルの一実施形態を示す図。

【図3】 図2のRF送信コイルの使用例を示す図。

【図4】 本発明のMRI装置におけるRF送信コイルとRF送信部との接続を示す図。

【図5】 本発明に適用されるシーケンスの一実施形態を示す図。

【図6】 図2のRF送信コイルを用いた選択励起の概念を説明する図。

【図7】 本発明の平行送信で得られる画像と従来の撮影法で得られる画像を示す図。

【図8】 本発明で用いるRFパルスの他の実施形態を示す図。

【図9】 本発明に適用されるシーケンスの他の実施形態を示す図。

【図 10】本発明のMRI装置が採用するRF送信コイルの他の実施形態を示す図。

【図 11】本発明のMRI装置が採用するRF送信コイルの他の実施形態を示す図。

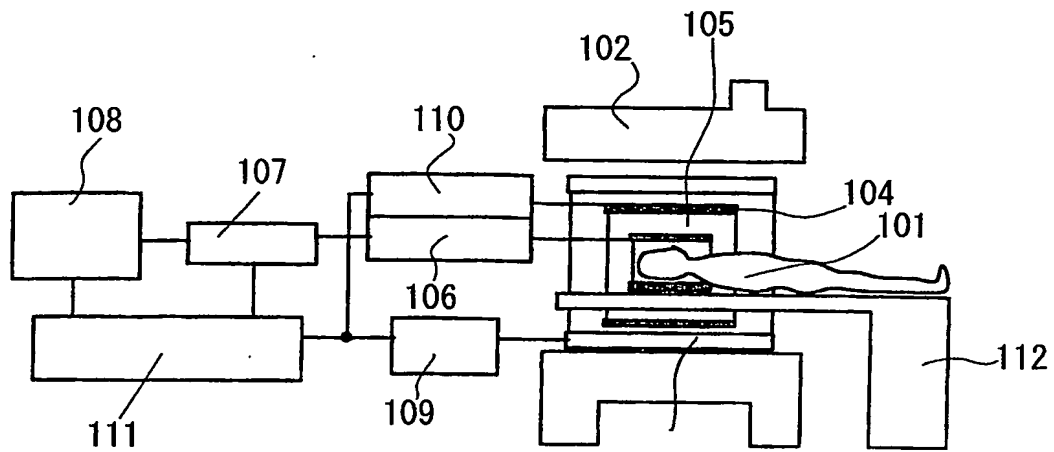
【図 12】従来のプリサチュレーション法による選択励起を説明する図。

【符号の説明】

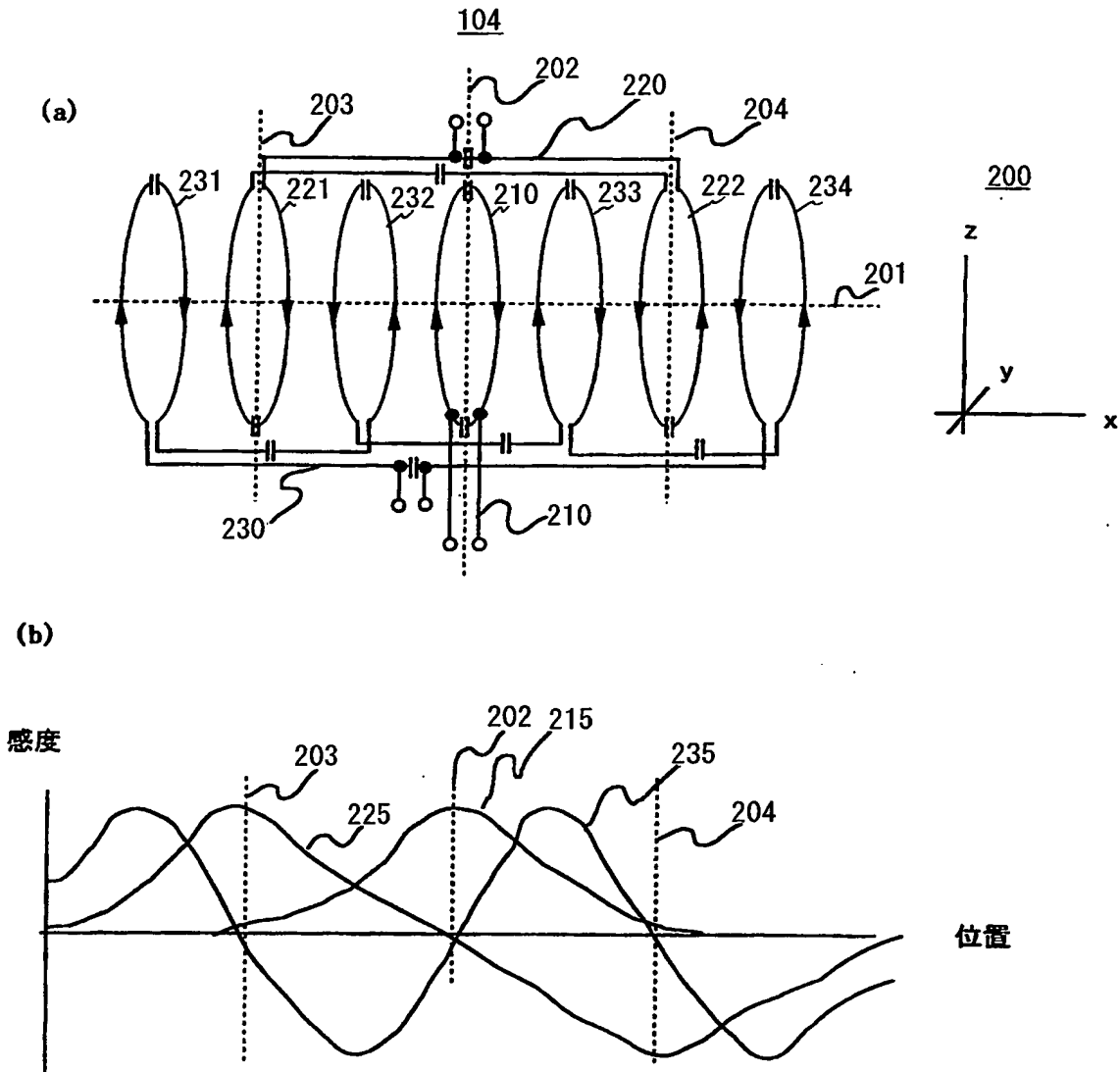
101・・・被検体、102・・・静磁場磁石、103・・・傾斜磁場コイル、104・・・RF送信コイル、105・・・RF受信コイル、106・・・信号検出部、107・・・信号処理部、111・・・制御部、210・・・ループコイル、220・・・一次微分コイル、230・・・二次微分コイル

【書類名】 図面

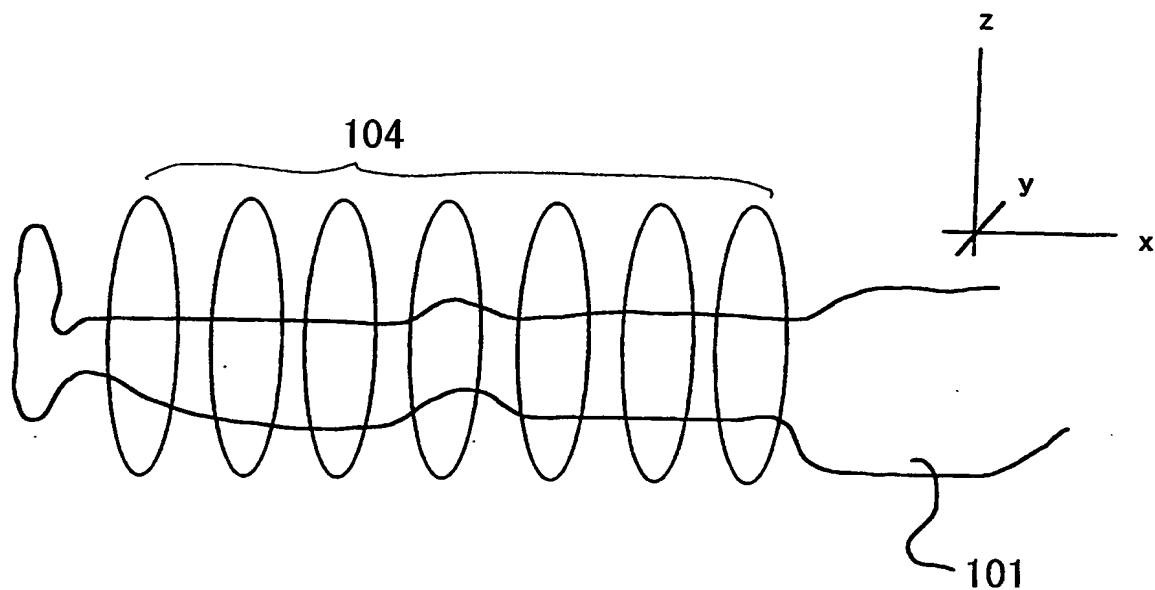
【図 1】



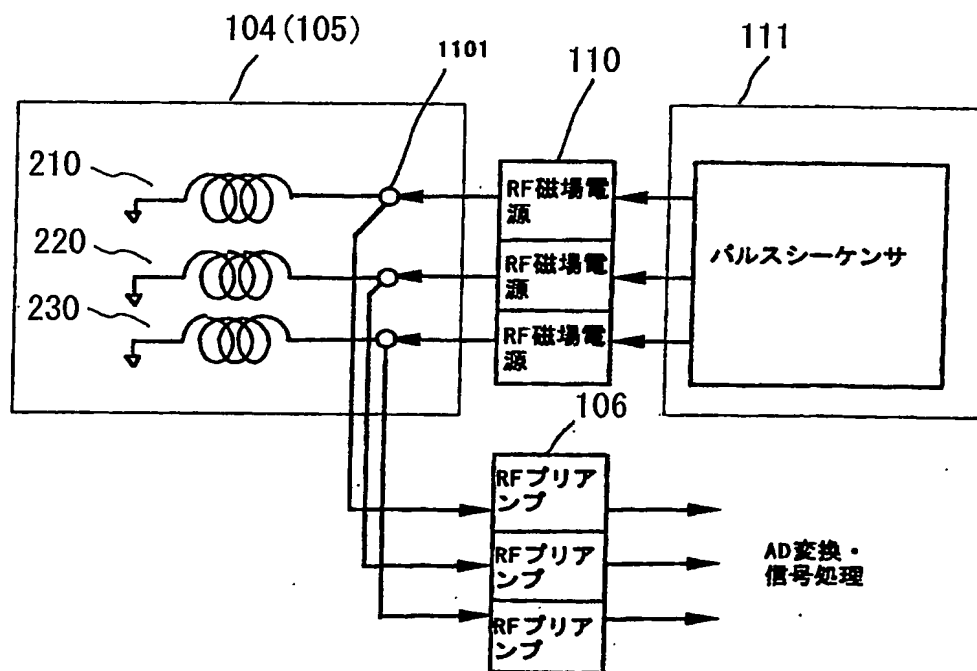
【図 2】



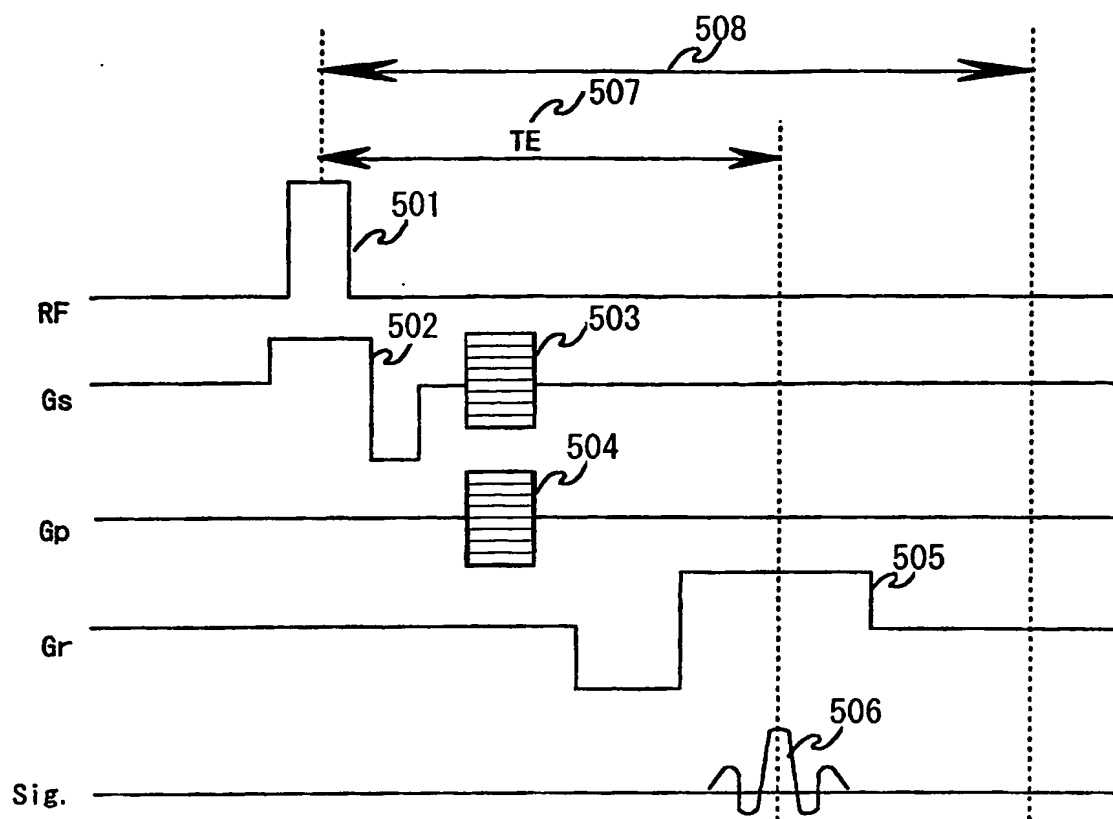
【図 3】



【図 4】

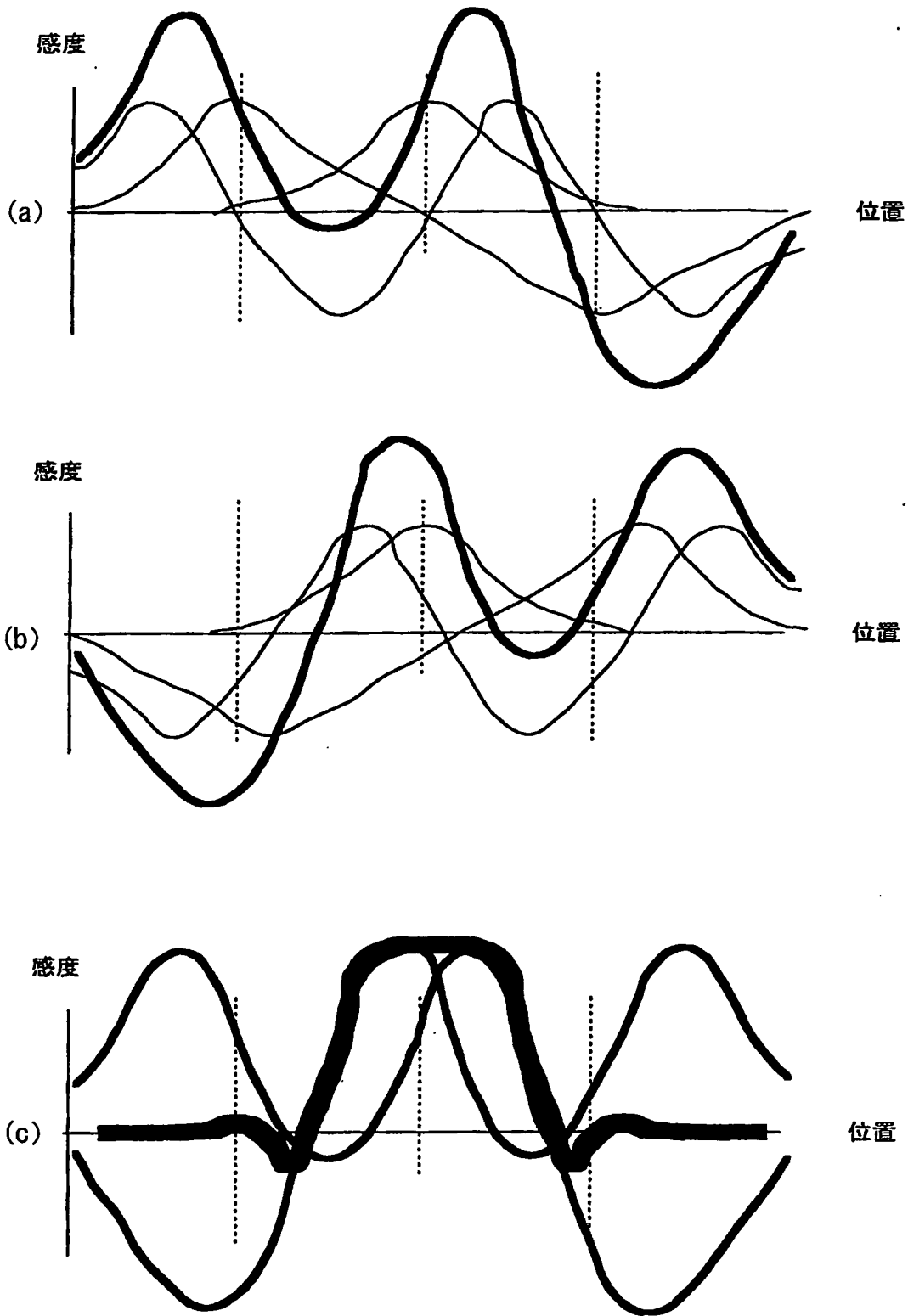


【図 5】

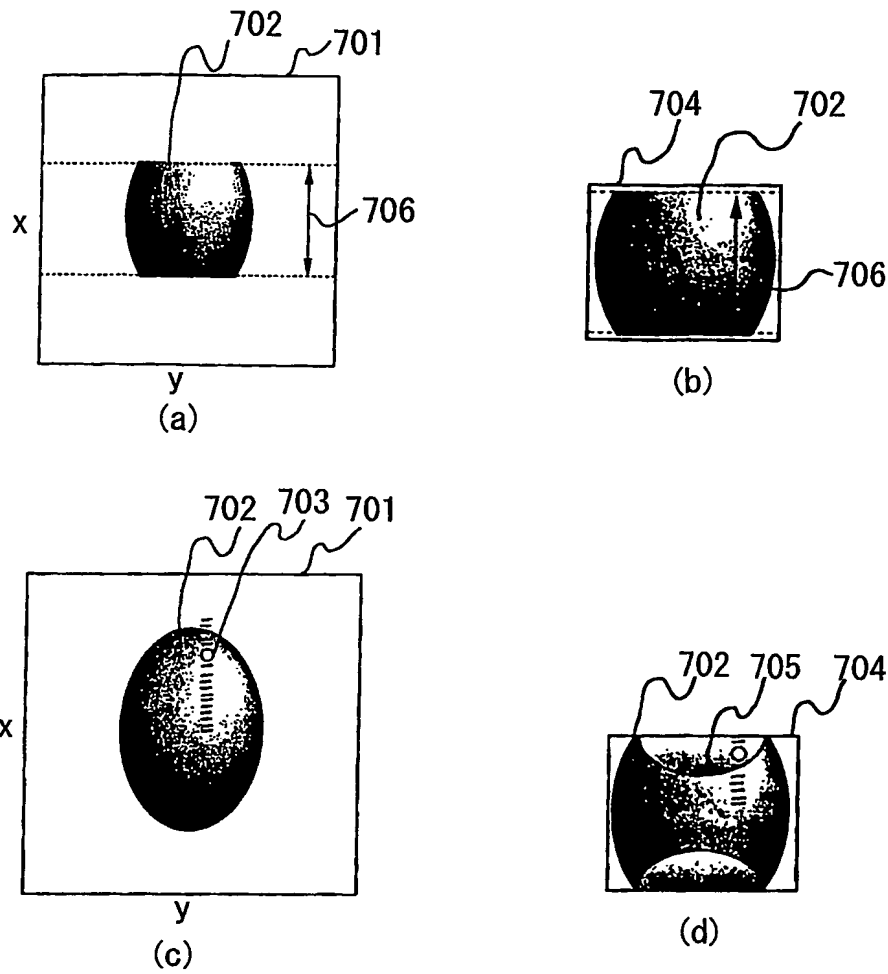




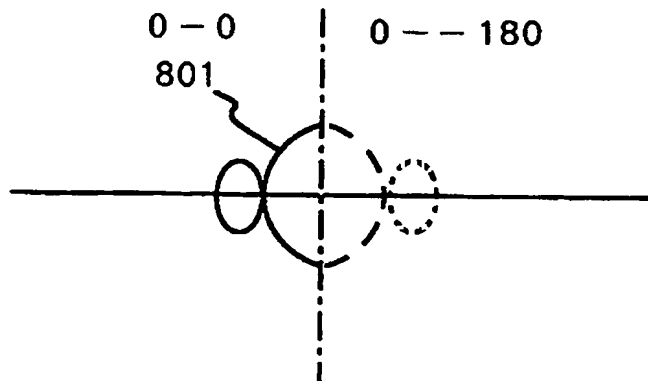
【図 6】



【図 7】

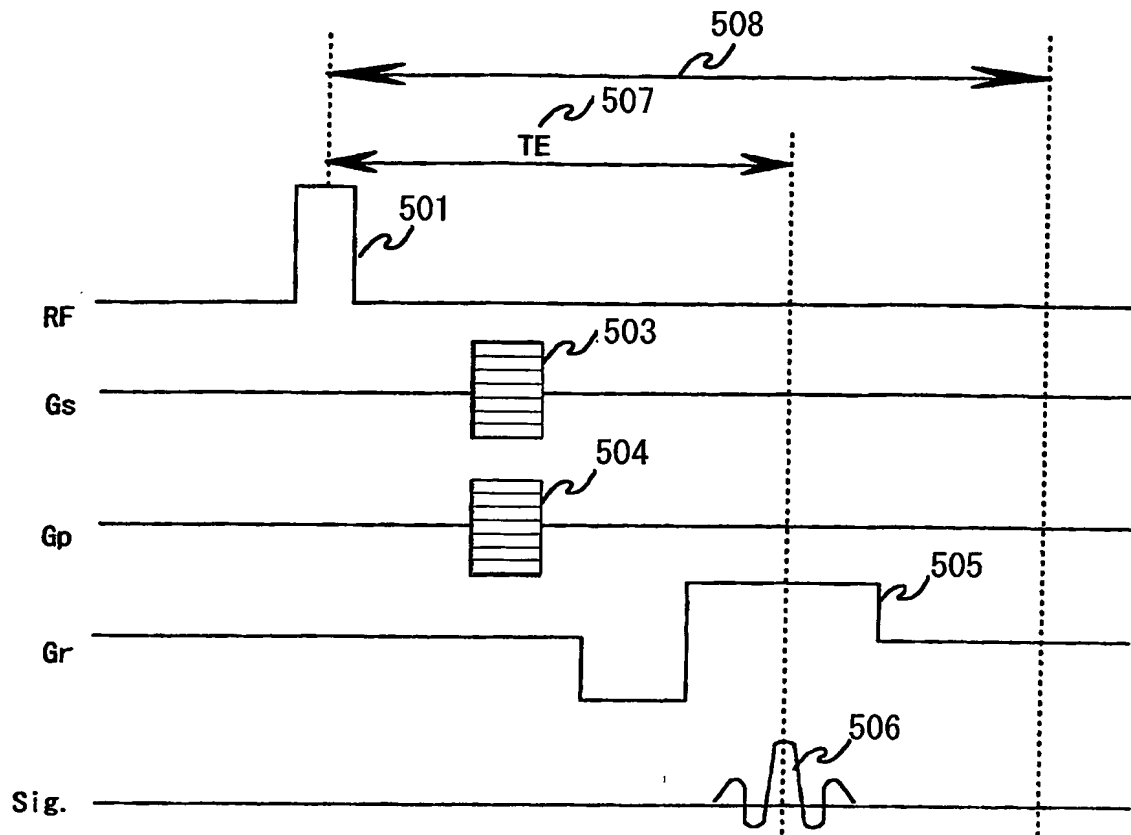


【図 8】

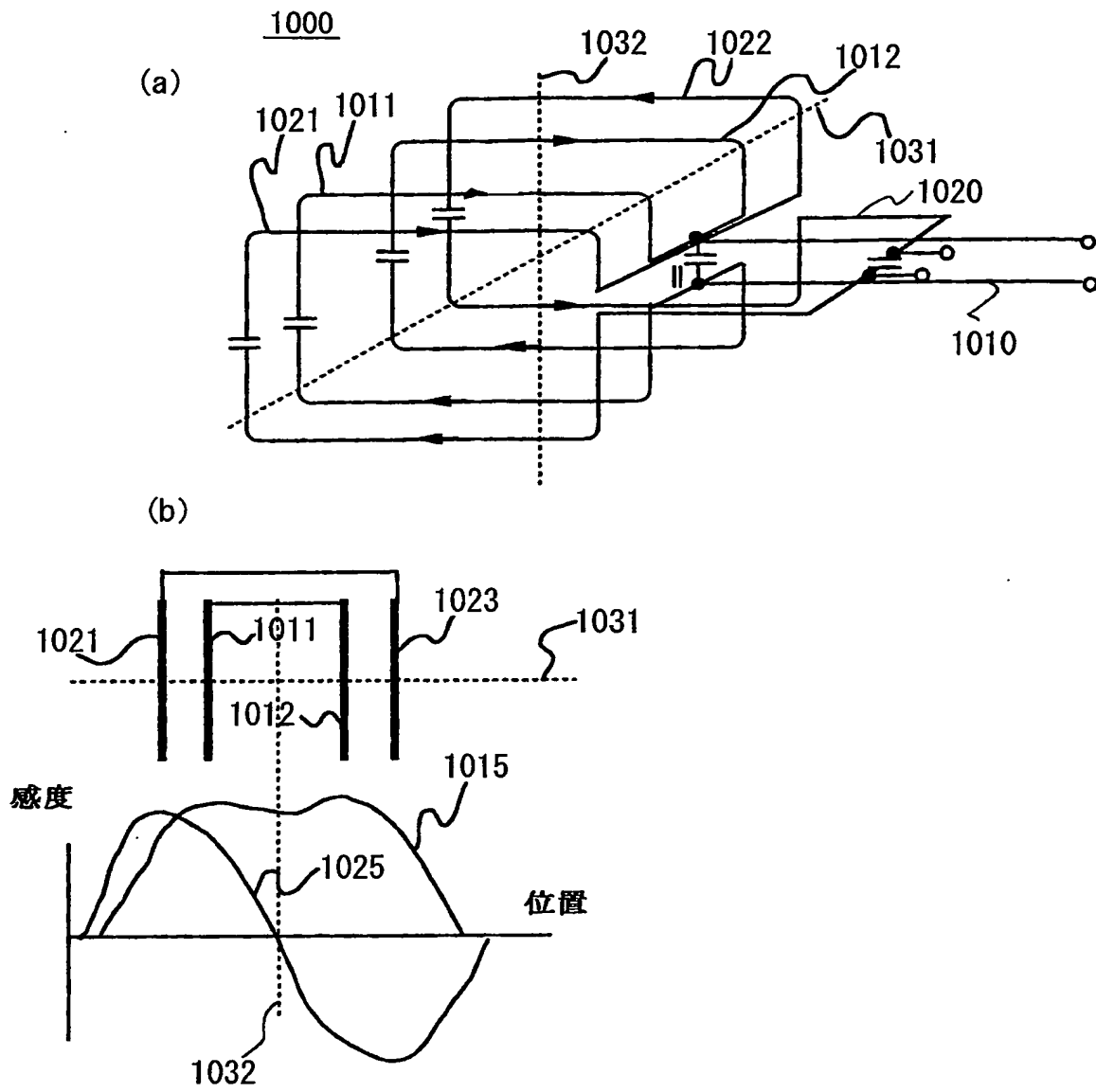


BEST AVAILABLE COPY

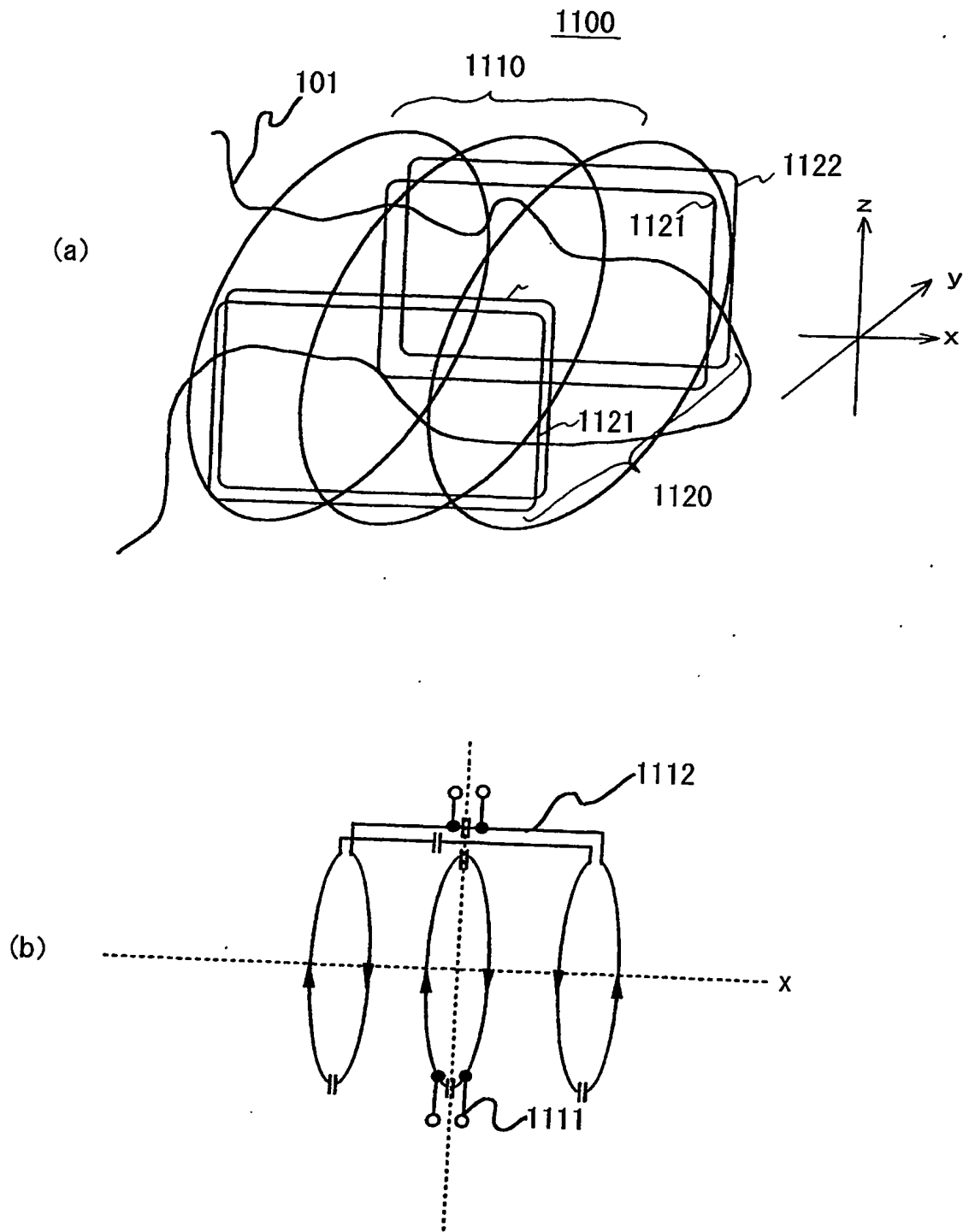
【図 9】



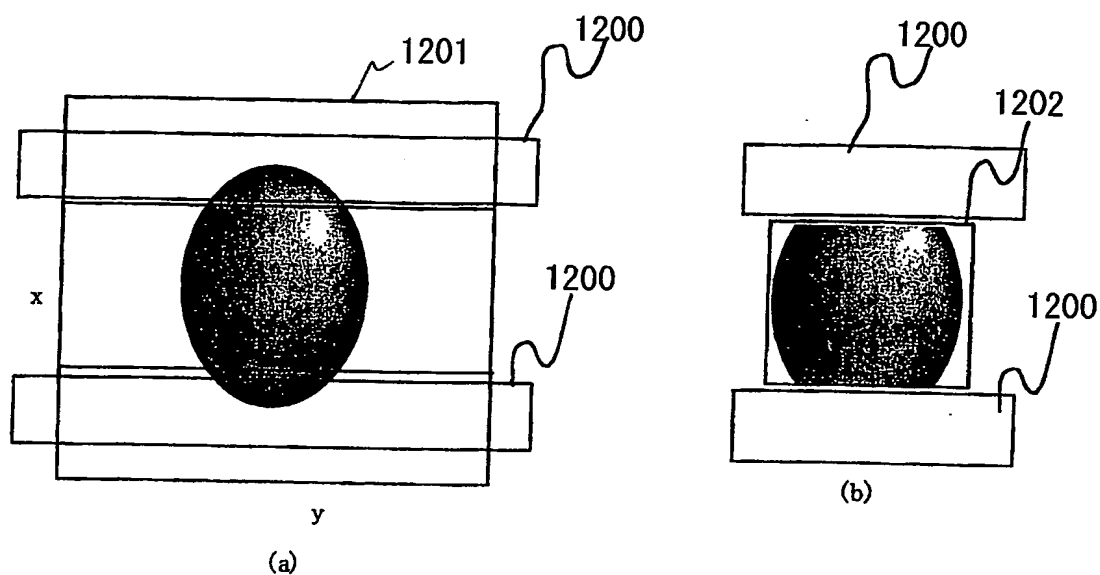
【図 10】



【図 11】



【図 12】



BEST AVAILABLE COPY

**【書類名】 要約書****【要約】**

**【課題】**複数のRF送信コイルを用いた選択励起法（パラレル送信）を実現するのに好適なRF送信コイルを備え、高速で領域選択を実現することができるMRI装置を提供する。

**【解決手段】**MRI装置は、RF送信コイルとして、中心線201を共有するループコイル210、1次微分コイル220、2次微分コイル230からなるRF送信コイル104を備える。このRF送信コイル104は、1回目の計測で各コイル210、220、230を同時に同位相のRF信号で駆動し、2回目の計測では各コイルを同時に且つ1回目とは逆の位相で駆動したときに、これら2回の計測の加算結果である励起プロファイルが局所領域を励起するプロファイルとなる。これにより信号抑制のためのRFパルスを用いずに所望の領域のみを選択励起できる。

**【選択図】** 図2

特願 2 0 0 2 - 3 7 9 7 0 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 1 5 3 4 9 8 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 1 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏 名

株式会社日立メディコ